

P/2850-94

## OPTICAL ADAPTER AND ENDOSCOPE DEVICE

## 光学アダプタ及び内視鏡装置

### 発明の背景

#### 発明の分野

- 5      本発明は、内視鏡挿入部の先端部に取り付けられる光学アダプタと、この光学アダプタを備えた内視鏡装置とに関するものである。

本願は、2003年4月11日に出願された日本国特許出願2003-107674に基づく優先権を主張し、その内容をここに援用する。

#### 10 背景技術

工業用の内視鏡装置は、例えば航空機エンジンのブレード検査や電力配管の内部検査など、様々な用途に用いられている。この工業用の内視鏡装置は、医療用のものに比較して、先端に撮像部を有する内視鏡挿入部の長さが長く、しかも、検査目的に応じて前記撮像部に装着される光学アダプタが交換可能である点が特徴的となっている。

- 15      この種の内視鏡装置は、特開平8-201706号公報（図1，図2等）に示されているように、検査対象に挿入される内視鏡と、この内視鏡に内蔵されたライトガイドに照明光を供給する光源装置と、内視鏡の先端に内蔵されたCCD（電荷結合素子）からの電気信号に基づいて画像信号を生成する制御装置と、前記  
20      画像信号を表示するテレビモニタなどを備えて概略構成されている。

前記内視鏡の先端には、前記CCDに結像させる光学系を備えた光学アダプタが着脱可能に取り付けられている。この光学アダプタは、立体観察や拡大／広角観察など、観察目的に応じて複数種類があり、観察目的に応じてユーザーが最適なものを選んで用いるようになっている。

- 25      このような内視鏡装置を用いて検査対象の計測を行う場合、前記制御装置がCCDからの電気信号を画像信号に変換する際に、装着されている光学アダプタの種類や光学特性を前もって把握しておく必要がある。この光学アダプタの光学特性は、工場生産時に、マスターとなる内視鏡装置に装着された状態で取得された各種補正係数や、その時の取り付け位置情報などから構成されている。この光学

アダプタの光学特性は、光学アダプタに与えられた識別番号に基づいて管理されている。

したがって、ユーザーは、光学アダプタを選択した際に、この光学アダプタに付けられている識別番号を内視鏡装置に入力することで、対応する光学特性を呼び出して制御装置に読み込ませるものとしている。そして、精度の高い計測を行うことが可能となっている。

### 発明の要旨

本発明の光学アダプタは、先端に受光部を有する内視鏡挿入部の該先端に対して着脱可能に取り付けられる光学アダプタであって、前記受光部に画像を結像させる光学系と、自らを識別するための情報または光学特性情報の少なくとも一方の情報を含む情報素子と、を備えている。

本発明の内視鏡装置は、先端に受光部を有する内視鏡挿入部と、前記内視鏡挿入部の先端に着脱可能に取り付けられ、前記受光部に対して画像を結像させる光学系と自らを識別するための情報または光学特性情報の少なくとも一方の情報を含む情報素子とを備えた光学アダプタと、前記内視鏡挿入部の先端に設けられ、前記情報を取得する読み込み部と、を備えている。

本発明の内視鏡装置は、本体と、該本体に接続されるとともに先端に受光部を有する内視鏡挿入部と、前記内視鏡挿入部の先端に着脱可能に取り付けられ、前記受光部に対して画像を結像させる光学系と自らを識別するための情報または光学特性情報の少なくとも一方の情報を含む情報素子とを備えた光学アダプタと、前記本体に設けられ、前記光学アダプタから前記情報を取得する読み込み部と、を備えている。

### 図面の簡単な説明

図 1 は、本発明の内視鏡装置の第 1 実施形態を示す図であって、全体構成を示す斜視図である。

図 2 は、同内視鏡装置の内部構成を示すブロック図である。

図 3 は、同内視鏡装置に備えられている内視鏡挿入部の先端部分、及びこれに

装着されている光学アダプタを示す断面図である。

図 4 は、同内視鏡挿入部の先端部分及び光学アダプタを別の断面で見た場合の断面図である。

図 5 は、同内視鏡挿入部の先端部分及び光学アダプタ間の接合面を示す断面図  
5 であって、図 4 の A - A 矢視図である。

図 6 は、同内視鏡装置に備えられている電気回路のブロック図である。

図 7 は、同内視鏡装置に備えられている CPU 及び識別用 IC チップ間の通信データの受け渡しを説明するための説明図である。

図 8 は、同 CPU 及び識別用 IC チップ間で受け渡される通信データのフォーマットを示す図である。  
10

図 9 は、本発明の内視鏡装置の第 2 実施形態を示す図であって、内視鏡挿入部の先端部分、及びこれに装着されている光学アダプタを示す断面図である。

図 10 は、同内視鏡装置に備えられている電気回路のブロック図である。

図 11 は、本発明の内視鏡装置の第 3 実施形態を示す図であって、内視鏡挿入  
15 部の先端部分、及びこれに装着されている光学アダプタを示す断面図である。

図 12 は、同内視鏡装置に備えられている電気回路のブロック図である。

図 13 は、同内視鏡装置の電気回路の電圧を示すグラフであって、横軸が周波数、縦軸が電圧を示している。

図 14 は、本発明の内視鏡装置の第 4 実施形態を示す図であって、内視鏡挿入  
20 部の先端部分、及びこれに装着されている光学アダプタを示す断面図である。

図 15 は、同内視鏡装置に備えられている電気回路のブロック図である。

図 16 は、本発明の内視鏡装置の第 5 実施形態を示す図であって、内視鏡挿入部の先端部分、及びこれに装着されている光学アダプタを示す断面図である。

図 17 は、同内視鏡装置に備えられている電気回路のブロック図である。

図 18 は、本発明の内視鏡装置の第 6 実施形態を示す図であって、内視鏡挿入  
25 部の先端部分、及びこれに装着されている光学アダプタを示す断面図である。

図 19 は、同内視鏡装置に備えられている電気回路のブロック図である。

図 20 は、本発明の内視鏡装置の第 7 実施形態を示す図であって、内視鏡挿入部の先端部分、及びこれに装着されている光学アダプタを示す断面図である。

図 2 1 は、同内視鏡装置に備えられている電気回路のブロック図である。

図 2 2 は、本発明の内視鏡装置の第 8 実施形態を示す図であって、内部構成を示すブロック図である。

図 2 3 は、同内視鏡装置に備えられている識別部の位置を示す斜視図である。

5 図 2 4 は、同内視鏡装置の識別部を示す断面図である。

図 2 5 は、同内視鏡装置に備えられている電気回路のブロック図である。

図 2 6 は、同内視鏡装置に備えられている内視鏡挿入部の先端部分、及びこれに装着されている光学アダプタを示す断面図である。

10 図 2 7 は、本発明の内視鏡装置の第 9 実施形態を示す図であって、内視鏡挿入部の先端部分、及びこれに装着されている光学アダプタを示す断面図である。

図 2 8 は、同内視鏡装置の光学アダプタを識別部に挿入した状態を示す断面図である。

図 2 9 は、同内視鏡装置に備えられている電気回路のブロック図である。

15 図 3 0 は、本発明の内視鏡装置の第 1 0 実施形態を示す図であって、内視鏡挿入部の先端部分、及びこれに装着されている光学アダプタを示す断面図である。

図 3 1 は、同内視鏡装置の光学アダプタを識別部に挿入した状態を示す断面図である。

図 3 2 は、同内視鏡装置に備えられている電気回路のブロック図である。

20 図 3 3 は、同内視鏡装置の電気回路の電圧を示すグラフであって、横軸が周波数、縦軸が電圧を示している。

図 3 4 は、本発明の内視鏡装置の第 1 1 実施形態を示す図であって、内視鏡挿入部の先端部分、及びこれに装着されている光学アダプタを示す断面図である。

図 3 5 は、同内視鏡装置の光学アダプタを識別部に挿入した状態を示す断面図である。

25 図 3 6 は、同内視鏡装置に備えられている電気回路のブロック図である。

図 3 7 は、本発明の内視鏡装置の第 1 2 実施形態を示す図であって、内視鏡挿入部の先端部分、及びこれに装着されている光学アダプタを示す断面図である。

図 3 8 は、同内視鏡装置の光学アダプタを識別部に挿入した状態を示す断面図である。

図 39 は、同内視鏡装置に備えられている電気回路のブロック図である。

図 40 は、本発明の内視鏡装置の第 13 実施形態を示す図であって、内視鏡挿入部の先端部分、及びこれに装着されている光学アダプタを示す断面図である。

図 41 は、同内視鏡装置の光学アダプタを識別部に挿入した状態を示す断面図  
5 である。

図 42 は、同内視鏡装置に備えられている電気回路のブロック図である。

図 43 は、本発明の内視鏡装置の第 14 実施形態を示す図であって、内視鏡挿入部の先端部分、及びこれに装着されている光学アダプタを示す断面図である。

図 44 は、同内視鏡装置の光学アダプタを識別部に挿入した状態を示す断面図  
10 である。

図 45 は、同内視鏡装置に備えられている電気回路のブロック図である。

図 46 は、本発明の内視鏡装置における幾何学的歪みの補正前の画像と補正後の画像のピクセル配置図である。

図 47 は、本発明の内視鏡装置における補正前の画像ピクセルと補正後の画像  
15 ピクセルを示す図である。

### 望ましい実施態様

本発明の光学アダプタ及び内視鏡装置の各実施形態についての説明を、図面を参照しながら以下に行うが、本発明がこれらのみに限定解釈されるものでないことは勿論である。本発明の趣旨を逸脱しない範囲で、構成の付加、省略、置換、  
20 およびその他の変更が可能である。本発明は後述する説明によって限定されることはなく、添付のクレームの範囲によってのみ限定される。

#### (第 1 実施形態)

図 1 から図 8 を参照しながら、本発明の第 1 実施形態の説明を以下に行う。なお、図 1 は、本実施形態の内視鏡装置の全体構成を示す斜視図である。また、図  
25 2 は、同内視鏡装置の内部構成を示すブロック図である。また、図 3 は、同内視鏡装置に備えられている内視鏡挿入部の先端部分、及びこれに装着されている光学アダプタを示す断面図である。また、図 4 は、同内視鏡挿入部の先端部分及び光学アダプタを別の断面で見た場合の断面図である。また、図 5 は、同内視鏡挿

入部の先端部分及び光学アダプタ間の接合面を示す断面図であって、図4のA-A矢視図である。また、図6は、同内視鏡装置に備えられている電気回路のブロック図である。また、図7は、同内視鏡装置に備えられているCPU及び送受信回路間の通信データの受け渡しを説明するための説明図である。また、図8は、

5 同CPU及び送受信回路間で受け渡される通信データのフォーマットを示す図である。

まず、図1を参照して本実施形態の内視鏡装置1のシステム構成を説明する。

図1に示すように、この内視鏡装置1は、ステレオ計測用光学アダプタ（光学アダプタ）2と、このステレオ計測用光学アダプタ2が着脱自在に接続される内

10 視鏡挿入部3を有する内視鏡4と、ステレオ計測用光学アダプタ2のマスク形状を取り込むためのキャリブレーション用治具5と、内視鏡4が収納されるコントロールユニット（本体）6と、各種動作制御を実行させるための操作を行うリモートコントローラ7と、内視鏡画像や操作制御内容（例えば処理メニュー）等の表示を行う表示装置である液晶モニタ（以下、LCDと称する）8と、通常の内

15 視鏡画像、あるいはその内視鏡画像をステレオ画像として立体視可能なフェイスマウントディスプレイ（以下、FMDと称する）9と、このFMD9に画像データを供給するFMDアダプタ9aとを備えて概略構成されている。

前記内視鏡挿入部3は、その先端部3aに撮像素子（後述）を内蔵した細長いケーブルであり、被検査部に対して挿入することが可能となっている。そして、

20 この内視鏡挿入部3の先端部3aには、前記ステレオ計測用光学アダプタ2の他に、比較計測用光学アダプタ10も着脱自在に接続されるようになっている。

前記キャリブレーション用治具5は、ステレオ計測用光学アダプタ2が装着された内視鏡挿入部3の先端部3aを挿入し、このステレオ計測用光学アダプタ2のマスク形状を取り込むための治具である。

25 なお、同図の符号11は、後述のCCU17を経由せずに映像を映像信号処理回路に入力するための外部映像入力端子を示している。また、符号12は、外部から電力を取り入れるためのコンセントケーブルを示している。

続いて、図2を参照しながら内視鏡装置1の内部構造の詳細説明を以下に行う。

同図に示すように、内視鏡挿入部 3 の基端部は、コントロールユニット 6 内の内視鏡ユニット 15 に接続されている。この内視鏡ユニット 15 の内部には、撮影時に必要な照明光を供給する光源 16 や、内視鏡挿入部 3 に内蔵された湾曲部（図示せず）を電氣的に湾曲動作させる電動湾曲装置（図示せず）などが内蔵されている。

また、内視鏡挿入部 3 の先端部 3 a 内には、後述の CCD（撮像素子）36 が内蔵されている。この CCD 36 から出力される撮像信号が、画像処理部であるカメラコントロールユニット（以下、CCU と称する）17 に入力されるようになっている。この CCU 17 は、入力された撮像信号を例えば NTSC 信号等の映像信号に変換して、コントロールユニット 6 内の主要処理回路群へ供給するように構成されている。

コントロールユニット 6 内に搭載される前記主要処理回路群は、CPU 18、ROM 19、RAM 20、PC カードインターフェイス（以下、PC カード I/F と称する）21 a、USB インターフェイス（以下、USB I/F と記載）21 b、RS-232C インターフェイス（以下、RS-232C I/F と記載）21 c、音声信号処理回路 22、映像信号処理回路 23、そして識別回路 51 を備えて構成されている。

前記 CPU 18 は、主要プログラムに基づいて各種機能を実行／動作させる制御部と、計測処理を行う演算処理部とを兼ね備えたマイクロプロセッサである。そして、この CPU 18 は、ROM 19 に格納されているプログラムを実行し、目的に応じた処理を行うことでシステム全体の動作制御を行うようになっている。

前記 RS-232C I/F 21 c は、リモートコントローラ 7 による操作に基づいて CCU 17、内視鏡ユニット 15 を動作制御するのに必要な通信を行うためのインターフェイスである。前記 RS-232C I/F 21 c は、CCU 17、内視鏡ユニット 15、そしてリモートコントローラ 7 のそれぞれに接続されている。これにより、リモートコントローラ 7 で、CCU 17 及び内視鏡ユニット 15 への動作指示及び制御を行うことが可能となっている。

前記 USB I/F 21 b は、コントロールユニット 6 とパーソナルコンピュ



ータ 25 との間を電氣的に接続するためのインターフェイスである。この USB

I/F 21b を介してコントロールユニット 6 とパーソナルコンピュータ 25 を接続した場合には、パーソナルコンピュータ 25 側からも、内視鏡画像の表示指示や計測時における画像処理などの各種の制御指示をコントロールユニット 6 に対して行うことが可能となる。さらには、コントロールユニット 6 及びパーソナルコンピュータ 25 間での各種処理に必要な制御情報やデータ等の入出力も可能となる。

前記 PC カード I/F 21a には、PCMCIA メモリーカード 26 やコンパクトフラッシュ（登録商標）メモリーカード 27 等の外部記憶媒体が着脱自在に装着されるようになっている。そして、この外部記憶媒体を装着した場合には、CPU 18 の制御により、前記外部記憶媒体に記憶された制御処理情報や画像情報等のデータを、PC カード I/F 21a を介してコントロールユニット 6 内に取り込むことができるようになっている。または、PC カード I/F 21a を介して制御処理情報や画像情報等のデータを、前記外部記憶媒体に供給して記録することができるようになっている。

前記映像信号処理回路 23 は、CCU 17 から供給された内視鏡画像とグラフィック表示された操作メニューとを合成した合成画像を表示する機能を有している。前記映像信号処理回路 23 は、CCU 17 からの映像信号と、CPU 18 により生成された操作メニューの表示信号とを合成処理する。さらに、前記映像信号処理回路 23 は、LCD 8 の画面上に表示するのに必要な処理を施してから LCD 8 に供給する。これにより、LCD 8 には、内視鏡画像と操作メニューとの合成画像が表示される。なお、映像信号処理回路 23 は、単に内視鏡画像、あるいは操作メニュー等の画像を単独で表示させるための処理を行うことも可能となっている。

前記コントロールユニット 6 には、CCU 17 を経由せずに映像信号処理回路 23 に映像を入力する前記外部映像入力端子 11 が別に設けられている。この外部映像入力端子 11 に映像信号が入力された場合、映像信号処理回路 23 は、CCU 17 からの内視鏡画像に優先して前記映像信号に基づく合成画像を出力する。

前記音声信号処理回路 22 には、マイク 28 により集音されて前記外部記憶媒体に記録される音声信号や、前記外部記憶媒体の再生により得られる音声信号や、CPU 18 により生成された音声信号が供給されるようになっている。そして、この音声信号処理回路 22 は、供給された音声信号を再生するために必要な処理（増幅処理等）を施した後、スピーカ 22a に出力する。これにより、スピーカ 22a から音声信号が再生される。

前記リモートコントローラ 7 には、図示しないジョイスティック、レバースイッチ、フリーズスイッチ、ストアスイッチ及び計測実行スイッチ等が少なくとも上面に設けられており、各種のリモコン操作を行えるようになっている。

10 続いて、本実施形態の前記ステレオ計測用光学アダプタ 2 と、これが接続される前記内視鏡挿入部 3 の先端部 3a の詳細についての説明を行う。本実施形態では、ステレオ計測用光学アダプタ 2 の識別手段として IC チップを用いた場合を示している。

図 3 に示すように、前記先端部 3a は、前記ステレオ計測用光学アダプタ 2 （以下、単に光学アダプタ 32 と称する）が接続される接続部 31 となっている。すなわち、この接続部 31 において、光学アダプタ 32 の基端側にあるねじ 33a が接続部 31 の取り付けねじ 33 にねじ込まれて固定されている。

接続部 31 には、撮像ユニット 34 が設けられている。撮像ユニット 34 は、CCD ケーブル 35 を介して前記 CCU 17 に接続されている。撮像ユニット 34 には、撮像素子である CCD（受光部）36 が設けられている。この CCD 36 は、整合回路 37 を介して CCD ケーブル 35 に接続されている。さらに、接続部 31 には、前記光源 16 に接続されたライトガイド 38（以下 LG 38 と称する）が設けられている。

一方、光学アダプタ 32 には、CCD 36 に対応する部分（対向する位置）に観察光学系（対物レンズ）39 が設けられており、観察画像を CCD 36 の受光面上に結像させることが可能となっている。また、光学アダプタ 32 の、LG 38 に対応する部分には、照明光学系 40 が設けられている。光学アダプタ 32 は、LG 38 を介して前記光源 16 から供給された光を、観察に適した光線にして観察対象を照明するものとなっている。なお、本実施形態の光学アダプタ 32 は

、観察対象を立体視できるステレオ計測用光学アダプタであるので、前記観察光学系 39 を 2 組備えている。しかし、以下の説明においては、説明を簡単に行うために 1 組として説明する。

図 4 に示すように、光学アダプタ 32 には、これが用いられる内視鏡装置 1 に  
5 自らを識別させるための識別用 IC チップ 41 が一体に内蔵されている。この識別用 IC チップ 41 は、その周囲をエポキシ樹脂等の非金属物質からなる支持体 42 に包まれた状態で、光学アダプタ 32 内に固定されている。この識別用 IC チップ 41 は、動作するためのエネルギーを受けるとともに信号の送受信も行うアンテナを有している。この識別用 IC チップ 41 は、データの記憶媒体として  
10 128 ビットの ROM を有する IC であり、例えば 2.45 GHz の高周波信号で動作するようになっている。

一方、接続部 31 側には、識別用 IC チップ 41 に対応する部分にアンテナ 43 が設けられている。アンテナ 43 は、アンテナ線 44 を介して後述の識別回路 51 に接続されている。このアンテナ線 43 及び CCD ケーブル 35 は、内視鏡  
15 挿入部 3 を通って接続部 31 まで導かれている。

なお、この図 4 は、図 3 とは別の断面で見た場合の断面図であり、その位置が分かり易いように観察光学系 39 も図示している。

図 5 は、光学アダプタ 32 及び接続部 31 間の当接面を接続部 31 側から見たものである。光学アダプタ 32 には、観察光学系 39 と照明光学系 40 の脇に、  
20 識別用 IC チップ 41 が支持体 42 で固定されている。支持体 42 は、楕円形となっていて、識別用 IC チップ 41 が楕円形の片方の焦点位置付近に設けられている。一方、前記アンテナ 43 は、図 4 で示したように識別用 IC チップ 41 に当接する位置に設けられている。

前記識別回路 51 は、図 6 に示す送受信回路 52 である。この送受信回路 52  
25 は、前記 CPU 18 に接続されている。また、この送受信回路 52 は、前記アンテナ線 44 を介して前記アンテナ 43 に接続されている。

以上説明の構成を有する本実施形態の内視鏡装置 1 を用いたステレオ計測方法について、以下に説明を行う。

このステレオ計測は、以下に示す第 1 ～ 第 6 の処理を少なくとも実行すること

により行われる。第1の処理は、光学アダプタ32（ステレオ計測用光学アダプタ2）の識別用ICチップ41に記憶されている識別情報（ID）や光学データ（光学特性情報）等を読み込む。第2の処理は、内視鏡挿入部3の先端部3aに光学アダプタ32を装着したときのCCD36及び観察光学系39間の相対位置  
 5 情報を読み込む。第3の処理は、前記相対位置情報及び、工場生産時にマスターとなる内視鏡装置にこの光学アダプタ32を取り付けた際に求めた、CCD（マスターとなる内視鏡装置の撮像素子）及び観察光学系39間の相対位置情報から、CCD36及び観察光学系39間の位置誤差を求める。第4の処理は、前記位置誤差から前記光学データを補正する。第5の処理は、補正後の光学データをも  
 10 とに計測画像の座標変換を行う。第6の処理は、座標変換で得られる2画像のマッチングにより任意点の三次元座標を求める。

なお、上記第1の処理から第4の処理にかけてを、まとめてキャリブレーション処理と呼ぶ。

CPU18は、上記キャリブレーション処理を光学アダプタ32に対して一度  
 15 実行する。そして、CPU18は、その結果得られる補正後の光学データを前記外部記憶媒体（PCMCIAメモリーカード26やコンパクトフラッシュ（登録商標）メモリーカード27等）に計測環境データとして記録させる制御を行う。この時、上記キャリブレーション処理を実行した日時に関する情報も、前記計測環境データの一部として記録される。このキャリブレーション処理を行った後に  
 20 ステレオ計測を実行する場合には、前記外部記憶媒体から前記計測環境データをRAM20上にロードすることで、CPU18が上記第5、第6の処理を実行する。

なお、上記第2の処理においては、光学アダプタ32に設けられているマスク（図示略）の形状・位置をCCD36で取り込むことで行う。すなわち、内部に  
 25 白い空間が形成された前記キャリブレーション用治具5内に、光学アダプタ32を装着した前記先端部3aを挿入し、CCD36に白画像を取り込ませることで行う。

上記キャリブレーション処理実行後の計測では、まず内視鏡装置1に電源を投入し、光源16からの光を、LG38を介して前記先端部3aに導く。LG38

から出た光は、光学アダプタ 32 の照明レンズ 40 から観察対象に照射される。観察対象から反射して戻ってきた光、すなわち観察画像は、観察光学系 39 を通って CCD 36 上に結像される。CCD 36 にて電気信号に変換された観察画像は、整合回路 37、CCD ケーブル 35 を通って CCU 17 に送られる。CCU 17 では、CCD 36 からの電気信号を通常のビデオ信号に変換する。なお、CCD 36 の動作に必要な電気信号は、映像信号処理回路 23 で生成され、CCD ケーブル 35 を介して CCD 36 に供給される。

図 7 は、前記送受信回路 52 による、識別用 IC チップ 41 及び CPU 18 間のデータの受け渡しを示している。この送受信回路 52 は、図 6 に示すように CPU 18 と双方向の通信回線で接続されている。この送受信回路 52 は、CPU 18 で作られた送信用信号を高周波変調した後、アンテナ線 44 を介して接続部 31 のアンテナ 43 に送信するようになっている。

送信用信号を受けたアンテナ 43 は、電磁波を識別用 IC チップ 41 に向けて発信する。この電磁波が識別用 IC チップ 41 に届くことにより、CPU 18 からの指令が伝達される。これにより、図 7 に示す ID（識別番号）の問い合わせが完了する。

このとき、識別用 IC チップ 41 の回りはエポキシ樹脂の支持体 42 で囲まれているので、電磁波が良好に識別用 IC チップ 41 に到達するようになっている。支持体 42 は、楕円形であり、しかも識別用 IC チップ 41 が偏芯して取り付けられているので、この識別用 IC チップ 41 の一方側の壁部が薄くても、他方側の厚い壁部を通して良好に電磁波を到達させることができるようになっている。

CPU 18 からの ID の問い合わせを受けた場合、識別用 IC チップ 41 は、ID を返信データとして送信する。すなわち、識別用 IC チップ 41 からの送信データは、逆のルートを通して一旦、前記送受信回路 52 に送られる。この送信データは、送受信回路 52 で復調された後、CPU 18 に送られることで、図 7 に示す ID 返信が完了する。

識別用 IC チップ 41 が保持している光学データも、同様の手順により CPU 18 に取り込まれる。すなわち、まず CPU 18 が光学データの問い合わせを行

うための送信用信号を生成し、これを送受信回路 5 2 が高周波変調した後、アンテナ線 4 4 を介して接続部 3 1 のアンテナ 4 3 に送信する。

送信用信号を受けたアンテナ 4 3 は、電磁波を識別用 I C チップ 4 1 に向けて発信する。この電磁波が識別用 I C チップ 4 1 に届くことにより、CPU 1 8 からの指令が伝達される。これにより、図 7 に示す光学データの問い合わせが完了する。

そして、CPU 1 8 からの光学データ問い合わせを受けた識別用 I C チップ 4 1 は、光学データを返信データとして送信する。すなわち、識別用 I C チップ 4 1 からの送信データは、逆のルートを通して前記送受信回路 5 2 に送られる。この送信データは、送受信回路 5 2 で復調された後、CPU 1 8 に送られることで、図 7 に示す光学データ返信に関する一連の通信が完了する。

上記 I D、光学データの他に読み込むデータがある場合にも、同様の手順により取り込みが行われる。

図 8 に、識別用 I C チップ 4 1 及び CPU 1 8 間でやり取りされる通信データフォーマットの一例を示す。I D 問い合わせは、CPU 1 8 から識別用 I C チップ 4 1 におくられる ' I D ' の 2 文字データである。ここで、( E O F ) は、データの終わりを示す区切り記号である。また、光学データの問い合わせは、' D A T A ' の 4 文字データである。識別用 I C チップ 4 1 から CPU 1 8 に送られてくる I D のデータは 4 桁の数字で、光学アダプタ 3 2 の外部に刻印されている数字と同じ数字である。識別用 I C チップ 4 1 から CPU 1 8 に送られてくる光学データは、画角を示す 1 2 0 の数字と、画面中心の x 座標と y 座標を示す 3 桁の数字が 2 つで、それぞれカンマで区切られている。

識別用 I C チップ 4 1 から CPU 1 8 に送られる光学データは、CPU 1 8 が計測時の演算に用いるものであり、各光学アダプタ固有の光学特性を定数で表したものである。この光学データとしては、例えば特開平 1 0 - 2 4 8 8 0 6 号公報の段落番号 ( 0 0 1 4 ) に記載されている ( a ) ~ ( d ) の 4 項目がある。具体的には、( a ) 2 つの光学系の幾何学的歪み補正テーブル、( b ) 2 つのレンズ系の焦点距離、( c ) 2 つのレンズの光軸間の距離、( d ) 2 つの画像のマスクに対する位置情報である。光学データに含まれる要素としては、これ以外にあ

る場合もあるが、識別用 I C チップ 4 1 から C P U 1 8 への読み込み動作は上述に同じである。

また、この光学データによる画像の座標変換計算（歪曲収差の補正計算）の詳細については、上記特許公報の数式（1），（2）等に記載されている。

- 5 次に、上記光学アダプタ 3 2 に特有の各光学データを具体的に説明する。（a）幾何学的歪み補正テーブルについて、一般にレンズ系による画像には光学的な歪みがある。計測を行う場合にはこの歪みが大きな誤差原因となるため、座標変換を行うことによりこの歪みを取り除く。座標変換は、光軸中心を中心に行ってもよいし、より正確に補正する場合は、光学系の幾何学的歪みの中心を用い  
10 るとよい。また、2つの画像の幾何学的歪み補正テーブルは、右画像、左画像別々に設けてもよいし、2つをまとめて1つのテーブルにしてもよい。以下、1つのテーブルにした場合について、図 4 6，4 7 をもとに補正テーブルを説明する。

- 図 4 6，4 7 において、撮像画面 4 5 上の点 p 1 ～ p 4 は、座標変換前のピクセルを示す。p 1 ～ p 4 を f（x，y）により座標変換したときに、p 1' ～ p 4' とする。このときの p 1' ～ p 4' を与える座標は、必ずしも整数ではなく実数値の座標として求められる。変換後の液晶モニタ上の変換後画面 4 6 に p 1' ～ p 4' を表示するには、変換後画素 P（X，Y）の座標（X，Y）をピクセル単位の整数値へ変換しなければならない。

- 20 上記座標の整数値化のための補正は、ウエイトテーブル W 1 ～ W 4 によって行われる。すなわち、変換画面 1 ピクセルにつき、そのピクセルが撮像画面上の光学上の幾何学的歪み上対応する座標の 4 つのピクセルの撮像データに上記ウエイトテーブル W 1 ～ W 4 の比率を乗じ、変換画面ピクセルの画素データ P（X，Y）を求めることになる。

- 25 そこで、座標変換の f（x，y）は、変換座標 x'，y' として、次の式を用いる。

$$x' = k_1 \times (a_{00} + a_{30}x^3 + a_{12}xy^2 + a_{50}x^5 + a_{32}x^3y^2 + a_{14}xy^4 + a_{70}x^7 + a_{52}x^5y^2 + a_{34}x^3y^4 + a_{16}xy^6) \quad \cdots (1)$$

$$y' = k_2 \times (b_{00} + b_{21}x^2y + b_{03}y^3 + b_{41}x^4y + b_{23}x^2y^3 + b_{05}y^5 +$$

$$b_{61}x^6y + b_{43}x^4y^2 + b_{25}x^2y^5 + b_{07}y^7) \cdots (2)$$

なお、上記係数  $a_{nm}$  ,  $b_{nm}$  は、格子画像の直線性より求める。また、 $k_1$  ,  $k_2$  は、2画像の倍率を合わせる係数で焦点距離  $f_R$  ,  $f_L$  の関数となる。

上記  $f(x, y)$  を用いて、 $p_1 \sim p_4$  の  $x, y$  座標を代入し、 $p_1' (x', y') \sim p_4' (x', y')$  を与える座標  $(x', y')$  を得る。この  $x', y'$  の値は、前述したように必ずしも整数ではなく、上記ウエイトテーブル  $W_1 \sim W_4$  で補正して、整数の変換後座標  $(X, Y)$  に対する画素データを求めることになる。

そこで、変換後画素データ  $P(X, Y)$  を与える変換画面上の4つの点  $p_1' \sim p_4'$  の座標を  $(x', y')$  とし、その変換画面上の4つの点  $p_1' \sim p_4'$  に対応する撮像画面(原画)上の4つの点の座標  $(x, y) \sim (x+1, y+1)$  のうちの左上点  $p_1$  の座標  $(x, y)$  の  $x$  座標を  $Q_X(X, Y)$  とし、また、 $y$  座標を  $Q_Y(X, Y)$  とする。そして、これらを幾何学的歪み補正テーブルの座標参照テーブルとして、まず、識別用 IC チップ 41 に記録する。

15 変換後のピクセル単位の整数値で与えられる座標  $(X, Y)$  の変換後画素データ  $P(X, Y)$  は、 $p_1' \sim p_4'$  と  $W_1 \sim W_4$  により求められる。

但し、図7に示すように  $d_n$  を  $p_1' \sim p_4'$  から  $P(X, Y)$  までの距離を示すとして、

$$S = d_1 + d_2 + d_3 + d_4 \cdots (3)$$

20 さらに、

$$W_1 = d_1 / S$$

$$W_2 = d_2 / S$$

$$W_3 = d_3 / S$$

$$W_4 = d_4 / S \cdots (4)$$

25 とする。

そして、 $P(X, Y)$  の値は、

$$P(X, Y) = W_1 \times p_1' + W_2 \times p_2' + W_3 \times p_3' + W_4 \times p_4' \cdots (5)$$

によって求められる。



上記W1, W2, W3, W4は、各変換画面上の各ピクセル点(X, Y)についてウェイトテーブルとして、上記座標参照テーブルQX(X, Y), QY(X, Y)とともに上記識別用ICチップ41に記録される。

次に、(b)～(d)に関して、

- 5 (b) 2つのレンズ系の焦点距離として、右画像の焦点距離 $f_R$ 、および、左画像の焦点距離 $f_L$ を測定して記録する。

(c) 2つのレンズ系の光軸座標として、右画像の光軸座標 $X_R, Y_R$ と左画像の光軸座標 $X_L, Y_L$ を測定して記録する。

- (d) マスタに対する位置情報(視野形状パターン)として、基準ラインV(垂直ライン)の輝度データPV(100,  $Y_n$ ) 但し $Y_n=1, 2, 3, \dots, 480$ 、および、基準ラインH(水平ライン)の輝度データPH( $X_n, 100$ ) 但し $X_n=1, 2, 3, \dots, 640$ を測定して記録する。
- 10

以上説明の本実施形態の内視鏡装置1によれば、下記の効果を得ることが可能となる。

- 15 本実施形態の内視鏡装置1は、その光学アダプタ32が、観察光学系39の光学データを記録した識別用ICチップ41を一体に備えるとともに、内視鏡挿入部3の先端部3aにアンテナ43を備える構成を採用した。この構成によれば、光学アダプタ32の識別作業を、ユーザーの確認動作を要することなく自動化させることができるようになる。したがって、用いる光学アダプタを確実に識別してユーザーの誤操作を防ぐことが可能となっている。
- 20

- すなわち、本実施形態の内視鏡装置1は、用いる光学アダプタ32の光学特性値が光学アダプタ32に付属しているので、コントロールユニット6側に光学アダプタ32の光学データを予め保持しておく必要がない。したがって、識別用ICチップ41さえ備えていれば、どの光学アダプタを持ってくる、光学データの登録や選択を行うキャリブレーション処理が自動的に行われる。ひとたび登録されれば、次回からはIDを検出するだけで対応する環境データをRAM20にロードでき、すぐさま計測を実行することが可能となる。
- 25

また、本実施形態の内視鏡装置1は、識別用ICチップ41及びCPU18間の情報のやり取りを、無線通信により非接触で行う構成を採用した。この構成に

よれば、光学アダプタ 3 2 側に電気接点を用いる必要がないので、容易に組み立てることが可能である。また、非接触式であることから、接触式に比較して高い耐久性を確保することも可能としている。

(第 2 実施形態)

5 次に、図 9 及び図 1 0 を参照しながら、本発明の第 2 実施形態の説明を以下に行う。図 9 は、本実施形態の内視鏡装置の要部を示す図であって、内視鏡挿入部の先端部分、及びこれに装着されている光学アダプタを示す断面図である。また、図 1 0 は、同内視鏡装置に備えられている電気回路のブロック図である。

10 なお、以下の説明においては、上記第 1 実施形態との相違点を中心に説明を行うものとし、上記第 1 実施形態と同一構成要素については同一符号を付してその説明を省略する。

本実施形態は、上記第 1 実施形態に比較して、前記識別用 I C チップ 4 1 及び前記 C P U 1 8 間の情報のやり取りを、非接触でなくメカニカル接点を用いて行う点が特に特徴的となっている。

15 すなわち、図 9 に示すように、本実施形態の識別用 I C チップ（以下、前記識別用 I C チップ 4 1 と区別するために新たな符号 6 1 を与えて説明する。）は、エポキシ樹脂からなる支持体 6 3 で固定された一对の I C 側接点 6 2 を備えている。さらに、この識別用 I C チップ 6 1 は、その内部に R O M や R A M を持った C P U を積んでいる。この識別用 I C チップ 6 1 は、コントロールユニット 6 側  
20 の通信回線から供給されたエネルギーを利用して外部と通信を行うとともに、前記キャリブレーション処理に必要な光学情報を外部に供給する役目を有している。

一方、内視鏡挿入部 3 の接続部 3 1（先端部 3 a）側には、一对の内視鏡側接点 6 4 が、エポキシ樹脂からなる接点支持体 6 5 で固定されている。一对の内視  
25 鏡側接点 6 4 は、前記光学アダプタ 3 2（ステレオ計測用光学アダプタ 2）側に設けられた識別用 I C チップ 6 1 の各 I C 側接点 6 2 と当接することで電気信号を伝える。これら内視鏡側接点 6 4 は、2 芯の通信線 6 6 を介して前記 C C U 1 7 に接続されている。

また、本実施形態では、図 1 0 に示すように、前記識別回路 5 1 として、前記

送受信回路 5 2 の代わりにシリアル通信回路 7 2 を採用している。このシリアル通信回路 7 2 は、CPU 1 8 からの通信信号を、2 芯の通信線 6 6 を介して各内視鏡側接点 6 4 に送信する。さらに、通信信号は、これら内視鏡側接点 6 4 に接続された各 IC 側接点 6 2 を介して前記識別用 IC チップ 6 1 へと送信される。

- 5 一方、識別用 IC チップ 6 1 から CPU 1 8 に向かう通信信号は、逆のルートを通して送信される。

上記構成を有する本実施形態の内視鏡装置 1 は、前記先端部 3 a に光学アダプタ 3 2 を装着することで、各 IC 側接点 6 2 が各内視鏡側接点 6 4 にメカニカルに接続され、自動的に接続が完了する。この後に行われる前記キャリブレーション処理は、上記第 1 実施形態で説明した流れと略同様である。

以上説明の本実施形態の内視鏡装置 1 によれば、上記第 1 実施形態と同様の効果を得ることが可能となる。すなわち、光学アダプタ 3 2 (ステレオ計測用光学アダプタ 2) の識別作業を、ユーザーの確認動作を要することなく自動化させることが可能となる。したがって、用いる光学アダプタ 3 2 の種類を確実に識別し

15 てユーザーの誤操作を防ぐことが可能となっている。

さらに、本実施形態の内視鏡装置 1 は、識別用 IC チップ 6 1 から CPU 1 8 への通信データの読み込みを、各 IC 側接点 6 2 及び各内視鏡側接点 6 4 間の接続を介して行う構成を採用した。この構成によれば、メカニカルな接点を介して通信データの読み込みを行うので、無線式の場合に比較して、比較的大きな IC

20 チップを識別用 IC チップ 6 1 に用いることができるようになる。これにより、光学アダプタ 3 2 側に保持させるデータ量を増大させることが可能となっている。

### (第 3 実施形態)

次に、図 1 1 ~ 図 1 3 を参照しながら、本発明の第 3 実施形態の説明を以下に行う。図 1 1 は、本実施形態の内視鏡装置 1 の要部を示す図であって、前記内視鏡挿入部 3 の先端部 3 a、及びこれに装着されている光学アダプタ 3 2 を示す断面図である。また、図 1 2 は、同内視鏡装置 1 に備えられている電気回路のブロック図である。また、図 1 3 は、同内視鏡装置 1 の電気回路の電圧を示すグラフであって、横軸が周波数、縦軸が電圧を示している。

25

なお、以下の説明においては、上記第1実施形態との相違点を中心に説明を行うものとし、上記第1実施形態と同一構成要素については同一符号を付してその説明を省略する。

本実施形態は、上記第1実施形態に比較して、前記識別用ICチップ41及び  
5 前記アンテナ43の組み合わせの代わりに、高周波コイルの組み合わせを用い、これらを共振させた際に生じる共振周波数の違いにより、装着された光学アダプタ32（ステレオ計測用光学アダプタ2）を識別するように構成した点が特に特徴的となっている。

すなわち、図11に示すように、前記光学アダプタ32内には、前記識別用IC  
10 チップ41の代わりに、エポキシ樹脂からなる支持体80で固定されたコイル81が内蔵されている。

一方、内視鏡挿入部3の接続部31（先端部3a）側には、光学アダプタ32  
を先端部3aに接続した際にコイル81と対応する位置に、アンテナコイル83  
が設けられている。このアンテナコイル83は、同図に示すアンテナ線84を介  
15 して前記CCU17に接続されている。

また、本実施形態では、図12に示すように、前記識別回路51として、前記  
送受信回路52の代わりにアンテナ共振回路92を採用している。このアンテナ  
共振回路92は、CPU18からの指令を受けた場合に所定の周波数でアンテナ  
コイル83を励磁する。同時に、アンテナ共振回路92は、この時の電圧をモニ  
20 ターしてその電圧をCPU18に送り返す役目もなす。

図13に示すように、前記コイル81としてインダクタンスの大きなコイル $\alpha$   
を採用した場合には、共振周波数が低くなる。逆に、前記コイル81としてイン  
ダクタンスの小さなコイル $\beta$ を採用した場合には、共振周波数が高くなる。した  
がって、この共振周波数の高さに応じて増減する電圧を調べることで、接続した  
25 光学アダプタ32の種類を識別することができる。いわゆるディップメータの原理  
と同じ動作を利用して識別作業を行う。

この光学アダプタ32の識別動作について具体例を挙げて説明すると、まず、  
CPU18が、アンテナ共振回路92に対してアンテナコイル83を例えば0.  
1MHzで励磁するように指令を出す。すると、アンテナ共振回路92は、アン

テナコイル 83 を 0.1 MHz で励磁させるとともに、その時に発生した電圧を CPU 18 に送り返す。CPU 18 は、その電圧を記憶するとともに、今度は 0.2 MHz で励磁するように指令を出す。この様にして、0.33 MHz、0.35 MHz、0.7 MHz、1 MHz と順に 700 MHz まで励磁周波数を変えながら、各周波数における電圧を記憶していく。

続いて、CPU 18 は、その結果から最も電圧が低くなる周波数を探し出し、共振周波数を特定する。このようにして求められる共振周波数は、装着された光学アダプタ 32 を識別するための識別番号の役目を果たすことができる。したがって、コントロールユニット 6 側に、共振周波数に対応する光学アダプタ 32 の種類及びその光学データを予め備えておく（前記外部記憶媒体に備えておく）ことで、前記キャリブレーション処理を行うのに必要な光学データを選定することが可能となる。この後に行われる前記キャリブレーション処理は、上記第 1 実施形態で説明した流れと略同様である。

以上説明の本実施形態の内視鏡装置 1 によれば、上記第 1 実施形態と同様の効果を得ることが可能となる。すなわち、光学アダプタ 32（ステレオ計測用光学アダプタ 2）の識別作業を、ユーザーの確認動作を要することなく自動化させることが可能となる。したがって、用いる光学アダプタ 32 の種類を確実に識別してユーザーの誤操作を防ぐことが可能となっている。

さらに、本実施形態の内視鏡装置 1 は、光学アダプタ 32 の識別作業を、コイル 81 及びアンテナコイル 83 間に生じる共振周波数を読み取ることで行う構成を採用した。この構成によれば、電気接点を用いる必要がなく、光学アダプタ 32 にコイル 81 を設けるだけで済むので、容易に組み立てることが可能である。また、非接触で情報を取得できることから、接触式に比較して高い耐久性を確保することも可能としている。

#### （第 4 実施形態）

次に、図 14 及び図 15 を参照しながら、本発明の第 4 実施形態の説明を以下に行う。図 14 は、本実施形態の内視鏡装置 1 の要部を示す図であって、前記内視鏡挿入部 3 の先端部 3a、及びこれに装着されている光学アダプタ 32 を示す断面図である。また、図 15 は、同内視鏡装置 1 に備えられている電気回路のブ

ロック図である。

なお、以下の説明においては、上記第1実施形態との相違点を中心に説明を行うものとし、上記第1実施形態と同一構成要素については同一符号を付してその説明を省略する。

- 5      本実施形態は、上記第1実施形態に比較して、前記識別用ICチップ41の代わりに抵抗体を用い、その抵抗値を求めることで光学アダプタ32の種類を識別するように構成した点が特に特徴的となっている。

すなわち、図14に示すように、前記光学アダプタ32内には、前記識別用ICチップ41の代わりに識別用抵抗101が内蔵されている。この識別用抵抗101は、エポキシ樹脂からなる支持体103で固められた一对の抵抗側接点102を備えている。

- 一方、内視鏡挿入部3の接続部31（先端部3a）側には、一对の内視鏡側接点104が設けられている。一对の内視鏡側接点104は、光学アダプタ32を先端部3aに接続した際に識別用抵抗101と接続されて電気信号を伝達する。
- 15      この内視鏡側接点104は、エポキシ樹脂からなる支持体105で接続部31に固定されており、また、同図に示す通信線106を介して前記CCU17に接続されている。

- また、本実施形態では、図15に示すように、前記識別回路51として、前記送受信回路52の代わりに抵抗値検出回路112を採用している。この抵抗値検出回路112は、通信線106を介して識別用抵抗101に所定（一定）の電流を流すとともに、その時に生じる電圧値をCPU18へ送る役目を有している。

- この時に求められる電圧値は、装着された光学アダプタ32を識別するための識別番号の役目を果たすことができる。したがって、コントロールユニット6側に、電圧値に対応する光学アダプタ32の種類及びその光学データを予め備えておく（前記外部記憶媒体に備えておく）ことで、前記キャリブレーション処理を行うのに必要な光学データを選定することが可能となる。この後に行われる前記キャリブレーション処理は、上記第1実施形態で説明した流れと略同様である。
- 25

以上説明の本実施形態の内視鏡装置1によれば、上記第1実施形態と同様の効果を得ることが可能となる。すなわち、光学アダプタ32（ステレオ計測用光学

アダプタ 2) の識別作業を、ユーザーの確認動作を要することなく自動化させることが可能となる。したがって、用いる光学アダプタ 3 2 の種類を確実に識別してユーザーの誤操作を防ぐことが可能となっている。

さらに、本実施形態の内視鏡装置 1 は、光学アダプタ 3 2 の識別作業を、識別用抵抗 1 0 1 の抵抗値で左右される電圧値を読み取ることで行う構成を採用した。この構成によれば、識別用抵抗 1 0 1 の抵抗値を細かく設定できるので、光学アダプタ 3 2 の種類が多くても容易に識別できるように構成することが可能となる。

#### (第 5 実施形態)

次に、図 1 6 及び図 1 7 を参照しながら、本発明の第 5 実施形態の説明を以下に行う。図 1 6 は、本実施形態の内視鏡装置の要部を示す図であって、内視鏡挿入部の先端部分、及びこれに装着されている光学アダプタを示す断面図である。また、図 1 7 は、同内視鏡装置に備えられている電気回路のブロック図である。

なお、以下の説明においては、上記第 1 実施形態との相違点を中心に説明を行うものとし、上記第 1 実施形態と同一構成要素については同一符号を付してその説明を省略する。

本実施形態は、上記第 1 実施形態に比較して、光学アダプタ 3 2 の判別にメカニカルスイッチを採用した点が特に特徴的となっている。

すなわち、図 1 6 に示すように、本実施形態の光学アダプタ 3 2 には、これを接続する前記接続部 3 1 に向かって突出した識別突起 1 2 1 が設けられている。

一方、内視鏡挿入部 3 の接続部 3 1 (先端部 3 a) 側には、識別スイッチ (メカニカルスイッチ) 1 2 2 が、エポキシ樹脂からなるスイッチ支持体 1 2 3 で固定されている。識別スイッチ 1 2 2 には、光学アダプタ 3 2 を先端部 3 a に接続した際に識別突起 1 2 1 が当接する。この識別スイッチ 1 2 2 は、同図に示す信号線 1 2 4 を介して前記 C C U 1 7 に接続されている。なお、同図では識別スイッチ 1 2 2 を 1 つだけ図示しているが、実際には 2 つ設けられている。

また、本実施形態では、図 1 7 に示すように、前記識別回路 5 1 として、前記送受信回路 5 2 の代わりにスイッチ検出回路 1 3 2 を採用している。このスイッチ検出回路 1 3 2 は、識別スイッチ 1 2 2 の ON/OFF 信号を C P U 1 8 に伝

達する役目をなす。識別スイッチ 1 2 2 は 2 つ設けられているので、それぞれの ON/OFF 信号の組み合わせで 4 種類の状態を判別できる。しかし、実際には、そのうちの 1 つは光学アダプタ 3 2 が装着されていない状態であるので、これを差し引いて 3 種類の光学アダプタ 3 2 を識別することが可能となる。

- 5     したがって、このようにして求められる ON/OFF 信号の組み合わせは、装着された光学アダプタ 3 2 を識別するための識別番号の役目を果たすことができる。したがって、コントロールユニット 6 側に、ON/OFF 信号に対応する光学アダプタ 3 2 の種類及びその光学データを予め備えておく（前記外部記憶媒体に備えておく）ことで、前記キャリブレーション処理を行うのに必要な光学データを選定することが可能となる。この後に行われる前記キャリブレーション処理は、上記第 1 実施形態で説明した流れと略同様である。

- 15     以上説明の本実施形態の内視鏡装置 1 によれば、上記第 1 実施形態と同様の効果を得ることが可能となる。すなわち、光学アダプタ 3 2（ステレオ計測用光学アダプタ 2）の識別作業を、ユーザーの確認動作を要することなく自動化させることが可能となる。したがって、用いる光学アダプタ 3 2 の種類を確実に識別してユーザーの誤操作を防ぐことが可能となっている。

さらに、本実施形態の内視鏡装置 1 は、光学アダプタ 3 2 側に設けるものが識別突起 1 2 1 のみで良いので、容易かつ安価に採用することも可能としている。

#### （第 6 実施形態）

- 20     次に、図 1 8 及び図 1 9 を参照しながら、本発明の第 6 実施形態の説明を以下に行う。図 1 8 は、本実施形態の内視鏡装置 1 の要部を示す図であって、前記内視鏡挿入部 3 の先端部 3 a、及びこれに装着されている光学アダプタ 3 2 を示す断面図である。また、図 1 9 は、同内視鏡装置 1 に備えられている電気回路のブロック図である。

- 25     なお、以下の説明においては、上記第 1 実施形態との相違点を中心に説明を行うものとし、上記第 1 実施形態と同一構成要素については同一符号を付してその説明を省略する。

本実施形態は、上記第 1 実施形態に比較して、前記識別用 IC チップ 4 1 及びアンテナ 4 3 の組み合わせの代わりに磁石 1 4 1 及びホール素子 1 4 3 の組み合



わせを用い、磁石 1 4 1 の強さや極性を求めることで光学アダプタ 3 2 の種類を識別するように構成した点が特に特徴的となっている。

すなわち、図 1 8 に示すように、本実施形態の光学アダプタ 3 2 には、非磁性体のエポキシ樹脂からなる支持体 1 4 2 で固定された磁石 1 4 1 が設けられている。

一方、内視鏡挿入部 3 の接続部 3 1（先端部 3 a）側には、光学アダプタ 3 2 を先端部 3 a に接続した際に磁石 1 4 3 に対応する位置にホール素子 1 4 3 が固定されている。このホール素子 1 4 3 は、同図に示す接続ケーブル 1 4 4 を介して前記 C C U 1 7 に接続されている。

また、本実施形態では、図 1 9 に示すように、前記識別回路 5 1 として、前記送受信回路 5 2 の代わりに磁束検出回路 1 5 2 を採用している。この磁束検出回路 1 5 2 は、ホール素子 1 4 3 を駆動させ、そこで検出された磁束レベルを C P U 1 8 へ送る役目をなす。したがって、光学アダプタ 3 2 を接続部 3 1 に取り付けると、磁石 1 4 1 が発する磁場により、ホール素子 1 4 1 が検出する磁束密度が変化する。このようにして求められる磁束密度（磁石 1 4 1 の強さや極性）は、装着された光学アダプタ 3 2 を識別するための識別番号の役目を果たすことができる。したがって、コントロールユニット 6 側に、磁束密度に対応する光学アダプタ 3 2 の種類及びその光学データを予め備えておく（前記外部記憶媒体に備えておく）ことで、前記キャリブレーション処理を行うのに必要な光学データを選定することが可能となる。この後に行われる前記キャリブレーション処理は、上記第 1 実施形態で説明した流れと略同様である。

以上説明の本実施形態の内視鏡装置 1 によれば、上記第 1 実施形態と同様の効果を得ることが可能となる。すなわち、光学アダプタ 3 2（ステレオ計測用光学アダプタ 2）の識別作業を、ユーザーの確認動作を要することなく自動化させることが可能となる。したがって、用いる光学アダプタ 3 2 の種類を確実に識別してユーザーの誤操作を防ぐことが可能となっている。

さらに、本実施形態の内視鏡装置 1 は、電気接点を用いる必要がないので、容易に組み立てることが可能である。また、非接触で情報を取得できることから、接触式に比較して高い耐久性を確保することも可能としている。

(第 7 実施形態)

次に、図 20 及び図 21 を参照しながら、本発明の第 7 実施形態の説明を以下  
に行う。図 20 は、本実施形態の内視鏡装置 1 の要部を示す図であって、前記内  
視鏡挿入部 3 の先端部 3 a、及びこれに装着されている光学アダプタ 3 2 を示す  
5 断面図である。また、図 21 は、同内視鏡装置 1 に備えられている電気回路のブ  
ロック図である。

なお、以下の説明においては、上記第 1 実施形態との相違点を中心に説明を行  
うものとし、上記第 1 実施形態と同一構成要素については同一符号を付してその  
説明を省略する。

10 本実施形態は、上記第 1 実施形態に比較して、前記識別用 IC チップ 4 1 及び  
アンテナ 4 3 の組み合わせの代わりに、文字／画像情報表示部 1 6 1 及び受像素  
子 1 6 3 の組み合わせを用い、文字／画像情報に基づいて光学アダプタ 3 2 の種  
類を識別するように構成した点が特に特徴的となっている。

すなわち、図 20 に示すように、本実施形態の光学アダプタ 3 2 には、細長い  
15 棒状の部材の側面に文字／画像情報が書かれた文字／画像情報表示部 1 6 1 が固  
定部材 1 6 2 で固定されている。

一方、内視鏡挿入部 3 の接続部 3 1 (先端部 3 a) 側には、光学アダプタ 3 2  
を先端部 3 a に接続した際に文字／画像情報表示部 1 6 1 に対向する位置に CC  
D 素子等の受像素子 1 6 3 が固定部材 1 6 4 で固定されている。この受像素子 1  
20 6 3 は、同図に示す信号線 1 6 5 を介して前記 CCU 1 7 に接続されている。

また、本実施形態では、図 21 に示すように、前記識別回路 5 1 として、前記  
送受信回路 5 2 の代わりに読み取り制御回路 1 7 2 を採用している。この読み取  
り制御回路 1 7 2 は、受像素子 1 6 3 と通信し、そこで検出した文字／画像情報  
を CPU 1 8 へ送る役目をなす。したがって、光学アダプタ 3 2 を接続部 3 1 に  
25 取り付けると文字／画像情報表示部 1 6 1 が受像素子 1 6 3 に対向するので、受  
像素子 1 6 3 が文字／画像情報を読み込んでデジタル信号に変換する。そして、  
このデジタル信号は信号線 1 6 5 を経由して CPU 1 8 に送信される。

このようにして求められる文字／画像情報は、装着された光学アダプタ 3 2 を  
識別するための識別番号の役目を果たすことができる。したがって、コントロー

ルユニット 6 側に、文字／画像情報に対応する光学アダプタ 3 2 の種類及びその光学データを予め備えておく（前記外部記憶媒体に備えておく）ことで、前記キャリブレーション処理を行うのに必要な光学データを選定することが可能となる。この後に行われる前記キャリブレーション処理は、上記第 1 実施形態で説明した流れと略同様である。

以上説明の本実施形態の内視鏡装置 1 によれば、上記第 1 実施形態と同様の効果を得ることが可能となる。すなわち、光学アダプタ 3 2（ステレオ計測用光学アダプタ 2）の識別作業を、ユーザーの確認動作を要することなく自動化させることが可能となる。したがって、用いる光学アダプタ 3 2 の種類を確実に識別してユーザーの誤操作を防ぐことが可能となっている。

#### （第 8 実施形態）

次に、図 2 2～図 2 7 を参照しながら、本発明の第 8 実施形態の説明を以下に行う。図 2 2 は、本実施形態の内視鏡装置 1 の内部構成を示すブロック図である。また、図 2 3 は、同内視鏡装置 1 に備えられている識別部の位置を示す斜視図である。また、図 2 4 は、同識別部を示す断面図である。また、図 2 5 は、同内視鏡装置 1 に備えられている電気回路のブロック図である。また、図 2 6 は、同内視鏡装置 1 の要部を示す図であって、前記内視鏡挿入部 3 の先端部 3 a、及びこれに装着されている光学アダプタ 3 2 を示す断面図である。

なお、以下の説明においては、上記第 1 実施形態との相違点を中心に説明を行うものとし、上記第 1 実施形態と同一構成要素については同一符号を付してその説明を省略する。

上記第 1 実施形態～第 7 実施形態では、光学アダプタ 3 2 から情報を取得する識別部（アンテナ 4 3、内視鏡側接点 6 4、アンテナコイル 8 3、内視鏡側接点 1 0 4、識別スイッチ 1 2 2、ホール素子 1 4 3、受像素子 1 6 3）を内視鏡挿入部 3 側に設けるものとしたが、本実施形態では、図 2 2～図 2 4 に示すように本体側（コントロールユニット 6 側）に設けた点が特に特徴的となっている。

すなわち、図 2 3 及び図 2 4 に示すように、コントロールユニット 6 のパネル上に識別部 2 0 0 が配置されている。この識別部 2 0 0 に光学アダプタ 3 2 が取り付けられた内視鏡挿入部 3 を差し込んで識別作業を行うようになっている。識

別部 200 は、光学アダプタ 32 が差し込まれる凹所 210 と、この凹所 210 内に備えられたアンテナ 203 とを備えて構成されている。

アンテナ 203 は、図 24 に示すように、凹所 210 内に挿入された光学アダプタ 32 の識別用 IC チップ 201 に対応するように配置されている。また、このアンテナ 203 は、図 25 に示すように、アンテナ線 204 を介して前記識別回路 51 に接続されている。なお、本実施形態では、この識別回路 51 として前記送受信回路 52 が用いられている。

一方、前記接続部 31 側には、前記アンテナ 43 やアンテナ線 44 が内蔵されていない。その分、この接続部 31 を含めて内視鏡挿入部 3 の外径寸法を細線化することが可能となっている。

図 26 に示すように、光学アダプタ 32 には、これが用いられる内視鏡装置 1 に自らの種類を識別させるための前記識別用 IC チップ 201 が一体に内蔵されている。

この識別用 IC チップ 201 は、動作するためのエネルギーを受けるとともに信号の送受信も行うアンテナを有している。この識別用 IC チップ 201 は、データの記憶媒体として 128 ビットの ROM を有する IC であり、例えば 2.45 GHz の高周波信号で動作するようになっている。そして、この識別用 IC チップ 201 は、その周囲をエポキシ樹脂等の非金属物質からなる支持体 202 に包まれた状態で、光学アダプタ 32 内に固定されている。支持体 202 は、前記支持体 42 と同様に楕円形を有しており、その楕円形の片方の焦点位置付近に識別用 IC チップ 201 が設けられている。

上記構成を有する本実施形態の内視鏡装置 1 は、光学アダプタ 32 を交換または新たに装着した場合、そのまま光学アダプタ 32 ごと先端部 3a を凹所 210 内に挿入することで、自動的に前記キャリブレーション処理を行うことができる。

すなわち、凹所 210 内に光学アダプタ 32 を挿入した状態で、まず CPU 18 が ID（識別番号）の問い合わせを行うための送信用信号を生成する。これを送受信回路 52 が高周波変調した後、アンテナ線 204 を介して識別部 200 のアンテナ 203 に送信する。

送信用信号を受けたアンテナ203は、電磁波を識別用ICチップ201に向けて発信する。この電磁波が識別用ICチップ201に届くことで、CPU18からの指令が伝達される。これによりIDの問い合わせが完了する。

そして、CPU18からの光学データ問い合わせを受けた識別用ICチップ201は、IDデータを返信データとして送信する。すなわち、識別用ICチップ201からの送信データは、逆のルートを通して前記送受信回路52に送られる。この送信データは、送受信回路52で復調された後、CPU18に送られることで、IDデータの返信に関する一連の通信が完了する。

識別用ICチップ201が保持している光学データも、同様の手順によりCPU18に取り込まれる。すなわち、まずCPU18が光学データの問い合わせを行うための送信用信号を生成し、これを送受信回路52が高周波変調した後、アンテナ線44を介して接続部31のアンテナ203に送信する。

送信用信号を受けたアンテナ203は、電磁波を識別用ICチップ201に向けて発信する。この電磁波が識別用ICチップ201に届くことにより、CPU18からの指令が伝達される。これにより光学データ問い合わせが完了する。

そして、CPU18からの光学データ問い合わせを受けた識別用ICチップ201は、光学データを返信データとして送信する。すなわち、識別用ICチップ201からの送信データは、逆のルートを通して前記送受信回路52に送られる。この送信データは、送受信回路52で復調された後、CPU18に送られることで、光学データ返信に関する一連の通信が完了する。

上記ID、光学データの他に読み込むデータがある場合にも、同様の手順により取り込みが行われる。

なお、識別用ICチップ201及びCPU18間でやり取りされる通信データフォーマットは、上記第1実施形態と同様である。

以上説明の本実施形態の内視鏡装置1によれば、下記の効果を得ることが可能となる。

本実施形態の内視鏡装置1は、その光学アダプタ32が、観察光学系39の光学データを記録した識別用ICチップ201を一体に備えるとともに、コントロールユニット6側に識別部200を備える構成を採用した。この構成によれば、

光学アダプタ 3 2 の識別作業を、ユーザーの確認動作を要することなく自動化させることができるようになる。したがって、用いる光学アダプタ 3 2 の種類を確実に識別してユーザーの誤操作を防ぐことが可能となっている。

すなわち、本実施形態の内視鏡装置 1 は、用いる光学アダプタ 3 2 の光学特性  
5 値が光学アダプタ 3 2 に付属しているので、コントロールユニット 6 側に光学アダプタ 3 2 の光学データを予め保持しておく必要がない。したがって、識別用 I C チップ 2 0 1 さえ備えていれば、どの光学アダプタを持ってくる、光学データの登録や選択を行うキャリブレーション処理が自動的に行われる。ひとたび登録されれば、次回からは I D を検出するだけで対応する環境データを前記 R A M  
10 2 0 にロードでき、すぐさま計測を実行することが可能となる。

また、本実施形態の内視鏡装置 1 は、識別用 I C チップ 2 0 1 及び C P U 1 8 間の情報のやり取りを、無線通信により非接触で行う構成を採用した。この構成によれば、電気接点を用いる必要がないので、容易に組み立てることが可能である。また、非接触式であることから、接触式に比較して高い耐久性を確保すること  
15 とも可能としている。

#### (第 9 実施形態)

次に、図 2 7 ～図 2 9 を参照しながら、本発明の第 9 実施形態の説明を以下に行う。図 2 7 は、本実施形態の内視鏡装置の要部を示す図であって、内視鏡挿入部の先端部分、及びこれに装着されている光学アダプタを示す断面図である。また、  
20 図 2 8 は、同内視鏡装置 1 の光学アダプタを識別部に挿入した状態を示す断面図である。また、図 2 9 は、同内視鏡装置に備えられている電気回路のブロック図である。

なお、以下の説明においては、上記第 8 実施形態との相違点を中心に説明を行うものとし、上記第 8 実施形態と同一構成要素については同一符号を付してその  
25 説明を省略する。

本実施形態は、上記第 8 実施形態に比較して、前記識別用 I C チップ 2 0 1 及び前記 C P U 1 8 間の情報のやり取りを、非接触でなくメカニカル接点を用いて行う点が特に特徴的となっている。

すなわち、図 2 7 に示すように、本実施形態の識別用 I C チップ（以下、前記

識別用 I C チップ 2 0 1 と区別するために新たな符号 2 1 1 を与えて説明する。

5 ) は、エポキシ樹脂からなる支持体 2 1 3 で固定された一対の I C 側接点 2 1 2 を備えている。さらに、この識別用 I C チップ 2 1 1 は、その内部に R O M や R A M を持った C P U を積んでいる。この識別用 I C チップ 2 1 1 は、コントロールユニット 6 側の通信回線から供給されたエネルギーを利用して外部と通信を行うとともに、前記キャリブレーション処理に必要な光学情報を外部に供給する役目を有している。

一方、本実施形態の識別部 2 0 0 は、図 2 8 に示すように、先端部 3 a に装着された光学アダプタ 3 2 が差し込まれる凹所 2 2 1 と、この凹所 2 2 1 内に備えられた第 1 通信接点 2 2 2 及び第 2 通信接点 2 2 3 とを備えて構成されている。

凹所 2 2 1 は、コントロールユニット 6 のパネル面に設けられた穴である。凹所 2 2 1 は、比較的太い外径寸法の光学アダプタ 3 2 を挿入する第 1 挿入穴 2 2 1 a と、これよりも奥側に位置するとともに細い外径寸法の光学アダプタ 3 2 を挿入する第 2 挿入穴 2 2 1 b とで構成されている。

15 第 1 挿入穴 2 2 1 a 内には、一対の前記第 1 通信接点 2 2 2 がエポキシ樹脂からなる接点支持体 2 2 2 a で固定されている。そのため、太い内視鏡挿入部 3 に装着された光学アダプタ 3 2 を挿入した場合に、識別用 I C チップ 2 1 1 の各 I C 側接点 2 1 2 と当接して導通が取れるようになっている。そして、これら第 1 通信接点 2 2 2 は、2 芯の通信線 2 2 4 を介して前記 C C U 1 7 に接続されている。

20 第 2 挿入穴 2 2 1 b 内には、一対の前記第 2 通信接点 2 2 3 がエポキシ樹脂からなる接点支持体 2 2 3 a で固定されている。そのため、細い内視鏡挿入部 3 に装着された光学アダプタ 3 2 を挿入した場合に、識別用 I C チップ 2 1 1 の各 I C 側接点 2 1 2 と当接して導通が取れるようになっている。そして、これら第 2 通信接点 2 2 3 も、2 芯の通信線 2 2 4 を介して前記 C C U 1 7 に接続されている。

25 また、本実施形態では、図 2 9 に示すように、前記識別回路 5 1 として、前記送受信回路 5 2 の代わりにシリアル通信回路 2 2 5 を採用している。このシリアル通信回路 2 2 5 は、C P U 1 8 からの通信信号を、2 芯の通信線 2 2 4 を介し

て各第1通信接点222及び第2通信接点223に送信する。さらに、通信信号は、これら第1通信接点222及び第2通信接点223の何れか一方に接続された各IC側接点212を介して前記識別用ICチップ211へと送信される。一方、識別用ICチップ211からCPU18に向かう通信信号は、逆のルートを通って送信される。

上記構成を有する本実施形態の内視鏡装置1は、光学アダプタ32が装着された前記先端部3aを第1挿入穴221aまたは第2挿入穴221bに挿入することで、各IC側接点212が各第1通信接点222または第2通信接点223にメカニカルに接続され、自動的に接続が完了する。この後に行われる前記キャリブレーション処理は、上記第1実施形態で説明した流れと略同様である。

以上説明の本実施形態の内視鏡装置1によれば、上記第8実施形態と同様の効果を得ることが可能となる。すなわち、光学アダプタ32（ステレオ計測用光学アダプタ2）の識別作業を、ユーザーの確認動作を要することなく自動化させることが可能となる。したがって、用いる光学アダプタ32の種類を確実に識別してユーザーの誤操作を防ぐことが可能となっている。

さらに、本実施形態の内視鏡装置1は、識別用ICチップ211からCPU18への通信データの読み込みを、各IC側接点212と、各第1通信接点222または第2通信接点223との間の接続を介して行う構成を採用した。この構成によれば、メカニカルな接点を介して通信データの読み込みを行うので、無線式の場合に比較して、比較的大きなICチップを識別用ICチップ211に用いることができるようになる。これにより、光学アダプタ32側に保持させるデータ量を増大させることが可能となっている。

#### （第10実施形態）

次に、図30～図33を参照しながら、本発明の第10実施形態の説明を以下に行う。図30は、本実施形態の内視鏡装置1の要部を示す図であって、内視鏡挿入部3の先端部3a、及びこれに装着されている光学アダプタ32（ステレオ計測用光学アダプタ2）を示す断面図である。また、図31は、光学アダプタ32が装着された内視鏡挿入部3を識別部200に挿入した状態を示す断面図である。また、図32は、同内視鏡装置1に備えられている電気回路のブロック図で



ある。また、図 3 3 は、同内視鏡装置 1 の電気回路の電圧を示すグラフであって、横軸が周波数、縦軸が電圧を示している。

なお、以下の説明においては、上記第 8 実施形態との相違点を中心に説明を行うものとし、上記第 8 実施形態と同一構成要素については同一符号を付してその

5 説明を省略する。

本実施形態は、上記第 8 実施形態に比較して、前記識別用 IC チップ 2 0 1 及び前記アンテナ 2 0 3 の組み合わせの代わりに、高周波コイルの組み合わせを用い、これらを共振させた際に生じる共振周波数の違いにより、装着された光学アダプタ 3 2（ステレオ計測用光学アダプタ 2）を識別するように構成した点が特に特徴的となっている。

すなわち、図 3 0 に示すように、前記光学アダプタ 3 2 内には、前記識別用 IC チップ 2 0 1 の代わりに、エポキシ樹脂からなる支持体 2 3 2 で固定されたコイル 2 3 1 が内蔵されている。

一方、本実施形態の識別部 2 0 0 は、図 3 1 に示すように、先端部 3 a に装着された光学アダプタ 3 2 が差し込まれる凹所 2 4 1 と、この凹所 2 4 1 内に備えられたアンテナコイル 2 4 2 とを備えて構成されている。

凹所 2 4 1 は、コントロールユニット 6 のパネル面に設けられた穴である。そして、この凹所 2 4 1 内には、光学アダプタ 3 2 を挿入した際にコイル 2 3 1 と対応する位置に、前記アンテナコイル 2 4 2 が設けられている。このアンテナコイル 2 4 2 は、同図に示すアンテナ線 2 4 3 を介して前記 CCU 1 7 に接続されている。

また、本実施形態では、図 3 2 に示すように、前記識別回路 5 1 として、前記送受信回路 5 2 の代わりにアンテナ共振回路 2 5 2 を採用している。このアンテナ共振回路 2 5 2 は、CPU 1 8 からの指令を受けた場合に所定の周波数でアンテナコイル 2 4 2 を励磁する。同時に、アンテナ共振回路 2 5 2 は、この時の電圧をモニターしてその電圧を CPU 1 8 に送り返す。

図 3 3 に示すように、前記コイル 2 3 1 としてインダクタンスの大きなコイル  $\alpha$  を採用した場合には、共振周波数が低くなる。逆に、前記コイル 2 3 1 としてインダクタンスの小さなコイル  $\beta$  を採用した場合には、共振周波数が高くなる。

したがって、この共振周波数の高さに応じて増減する電圧を調べることで、接続した光学アダプタ 3 2 の種類を識別することができる。いわゆるディップメータの原理と同じ動作を利用して識別作業を行う。

この光学アダプタ 3 2 の識別動作について具体例を挙げて説明すると、まず、  
5 CPU 1 8 が、アンテナ共振回路 2 5 2 に対してアンテナコイル 2 4 2 を例えば  
0. 1 MHz で励磁するように指令を出す。すると、アンテナ共振回路 2 5 2 は、  
アンテナコイル 2 4 2 を 0. 1 MHz で励磁し、その時に発生した電圧を CPU  
1 8 に送り返す。CPU 1 8 は、その電圧を記憶するとともに、今度は 0. 2  
MHz で励磁するように指令を出す。この様にして、0. 3 3 MHz、0. 3 5  
10 MHz、0. 7 MHz、1 MHz と順に 7 0 0 MHz まで励磁周波数を変えなが  
ら、各周波数における電圧を記憶していく。

続いて、CPU 1 8 は、その結果から最も電圧が低くなる周波数を探し出し、  
共振周波数を特定する。このようにして求められる共振周波数は、装着された光  
学アダプタ 3 2 を識別するための識別番号の役目を果たすことができる。したが  
15 って、コントロールユニット 6 側に、共振周波数に対応する光学アダプタ 3 2 の  
種類及びその光学データを予め備えておく（前記外部記憶媒体に備えておく）こ  
とで、前記キャリブレーション処理を行うのに必要な光学データを選定すること  
が可能となる。この後に行われる前記キャリブレーション処理は、上記第 1 実施  
形態で説明した流れと略同様である。

20 以上説明の本実施形態の内視鏡装置 1 によれば、上記第 8 実施形態と同様の効  
果を得ることが可能となる。すなわち、光学アダプタ 3 2（ステレオ計測用光学  
アダプタ 2）の識別作業を、ユーザーの確認動作を要することなく自動化させる  
ことが可能となる。したがって、用いる光学アダプタ 3 2 の種類を確実に識別し  
てユーザーの誤操作を防ぐことが可能となっている。

25 さらに、本実施形態の内視鏡装置 1 は、光学アダプタ 3 2 の識別作業を、コイ  
ル 2 3 1 及びアンテナコイル 2 4 2 間に生じる共振周波数を読み取ることで行う  
構成を採用した。この構成によれば、電気接点を用いる必要がなく、光学アダプ  
タ 3 2 にコイル 2 3 1 を設けるだけで済むので、容易に組み立てることが可能で  
ある。また、非接触で情報を取得できることから、接触式に比較して高い耐久性

を確保することも可能としている。

(第 1 1 実施形態)

次に、図 3 4～図 3 6 を参照しながら、本発明の第 1 1 実施形態の説明を以下  
5 に行う。図 3 4 は、本実施形態の内視鏡装置 1 の要部を示す図であって、前記内  
視鏡挿入部 3 の先端部 3 a、及びこれに装着されている光学アダプタ 3 2 を示す  
断面図である。また、図 3 5 は、光学アダプタ 3 2 が装着された内視鏡挿入部 3  
を識別部 2 0 0 に挿入した状態を示す断面図である。また、図 3 6 は、同内視鏡  
装置 1 に備えられている電気回路のブロック図である。

10 なお、以下の説明においては、上記第 8 実施形態との相違点を中心に説明を行  
うものとし、上記第 8 実施形態と同一構成要素については同一符号を付してその  
説明を省略する。

本実施形態は、上記第 8 実施形態に比較して、前記識別用 I C チップ 4 1 の代  
わりに抵抗体を用い、その抵抗値を求めることで光学アダプタ 3 2 の種類を識別  
するように構成した点が特に特徴的となっている。

15 すなわち、図 3 4 に示すように、前記光学アダプタ 3 2 内には、前記識別用 I  
C チップ 4 1 の代わりに、識別用抵抗 2 6 1 が内蔵されている。この識別用抵抗  
2 6 1 には、エポキシ樹脂からなる支持体 2 6 3 で固められた一対の抵抗側接点  
2 6 2 が設けられている。

20 一方、本実施形態の識別部 2 0 0 は、図 3 5 に示すように、先端部 3 a に装着  
された光学アダプタ 3 2 が差し込まれる凹所 2 8 1 と、この凹所 2 8 1 内に備え  
られた第 1 通信接点 2 8 2 及び第 2 通信接点 2 8 3 とを備えて構成されている。

凹所 2 8 1 は、コントロールユニット 6 のパネル面に設けられた穴である。凹  
所 2 8 1 は、比較的太い外径寸法の光学アダプタ 3 2 を挿入する第 1 挿入穴 2 8  
1 a と、これよりも奥側に位置するとともに細い外径寸法の光学アダプタ 3 2 を  
25 挿入する第 2 挿入穴 2 8 1 b とで構成されている。

第 1 挿入穴 2 8 1 a 内には、一対の前記第 1 通信接点 2 8 2 がエポキシ樹脂か  
らなる接点支持体 2 8 2 a で固定されている。そのため、太い内視鏡挿入部 3 に  
装着された光学アダプタ 3 2 を挿入した場合に、識別用抵抗 2 6 1 の各抵抗側接  
点 2 6 2 と当接して導通が取れるようになっている。そして、これら第 1 通信接

点 2 8 2 は、2 芯の通信線 2 8 4 を介して前記 C C U 1 7 に接続されている。

第 2 挿入穴 2 8 1 b 内には、一対の前記第 2 通信接点 2 8 3 がエポキシ樹脂からなる接点支持体 2 8 3 a で固定されている。そのため、細い内視鏡挿入部 3 に装着された光学アダプタ 3 2 を挿入した場合に、識別用抵抗 2 6 1 の各抵抗側接点 2 6 2 と当接して導通が取れるようになっている。そして、これら第 2 通信接点 2 8 3 も、2 芯の通信線 2 8 4 を介して前記 C C U 1 7 に接続されている。

また、本実施形態では、図 3 6 に示すように、前記識別回路 5 1 として、前記送受信回路 5 2 の代わりに抵抗値検出回路 2 5 2 を採用している。この抵抗値検出回路 2 5 2 は、通信線 2 8 4 を介して識別用抵抗 2 6 1 に所定（一定）の電流を流すとともに、その時に生じる電圧値を C P U 1 8 へ送る役目を有している。

このようにして求められる電圧値は、装着された光学アダプタ 3 2 を識別するための識別番号の役目を果たすことができる。したがって、コントロールユニット 6 側に、電圧値に対応する光学アダプタ 3 2 の種類及びその光学データを予め備えておく（前記外部記憶媒体に備えておく）ことで、前記キャリブレーション処理を行うのに必要な光学データを選定することが可能となる。この後に行われる前記キャリブレーション処理は、上記第 8 実施形態で説明した流れと略同様である。

以上説明の本実施形態の内視鏡装置 1 によれば、上記第 8 実施形態と同様の効果を得ることが可能となる。すなわち、光学アダプタ 3 2（ステレオ計測用光学アダプタ 2）の識別作業を、ユーザーの確認動作を要することなく自動化させることが可能となる。したがって、用いる光学アダプタ 3 2 の種類を確実に識別してユーザーの誤操作を防ぐことが可能となっている。

さらに、本実施形態の内視鏡装置 1 は、光学アダプタ 3 2 の識別作業を、識別用抵抗 2 6 1 の抵抗値によって左右される電圧値を読み取ることで行う構成を採用した。この構成によれば、識別用抵抗 2 6 1 の抵抗値を細かく設定できるので、光学アダプタ 3 2 の種類が多くても容易に識別できるように構成することが可能となる。

#### （第 1 2 実施形態）

次に、図 3 7～図 3 9 を参照しながら、本発明の第 1 2 実施形態の説明を以下

に行う。図 3 7 は、本実施形態の内視鏡装置 1 の要部を示す図であって、内視鏡挿入部 3 の先端部 3 a、及びこれに装着されている光学アダプタ 3 2 を示す断面図である。また、図 3 8 は、光学アダプタ 3 2 が装着された内視鏡挿入部 3 を識別部 2 0 0 に挿入した状態を示す断面図である。また、図 3 9 は、同内視鏡装置 1 に備えられている電気回路のブロック図である。

なお、以下の説明においては、上記第 8 実施形態との相違点を中心に説明を行うものとし、上記第 8 実施形態と同一構成要素については同一符号を付してその説明を省略する。

本実施形態は、上記第 8 実施形態に比較して、光学アダプタ 3 2 の判別にメカニカルスイッチを採用した点が特に特徴的となっている。

すなわち、図 3 7 に示すように、本実施形態の光学アダプタ 3 2 には、これが挿入される識別部 2 0 0 の内周面に面して第 1 識別凹部 3 0 1 及び第 2 識別凹部 3 0 2 が形成されている。

一方、本実施形態の識別部 2 0 0 は、図 3 8 に示すように、先端部 3 a に装着された光学アダプタ 3 2 が差し込まれる凹所 3 0 3 と、この凹所 3 0 3 内に備えられた第 1 識別スイッチ（メカニカルスイッチ）3 0 4 及び第 2 識別スイッチ（メカニカルスイッチ）3 0 5 とを備えて構成されている。

凹所 3 0 3 は、コントロールユニット 6 のパネル面に設けられた穴である。凹所 3 0 3 は、比較的太い外径寸法の光学アダプタ 3 2 を挿入する第 1 挿入穴 3 0 3 a と、これよりも奥側に位置するとともに細い外径寸法の光学アダプタ 3 2 を挿入する第 2 挿入穴 3 0 3 b とで構成されている。

第 1 挿入穴 3 0 3 a 内には、一对の前記第 1 識別スイッチ 3 0 4 がエポキシ樹脂からなるスイッチ支持体 3 0 4 a で固定されている。そのため、太い内視鏡挿入部 3 に装着された光学アダプタ 3 2 を挿入した場合に、第 1 識別凹部 3 0 1 及び第 2 識別凹部 3 0 2 が当接するようになっている。そして、これら第 1 識別スイッチ 3 0 4 は、当接する第 1 識別凹部 3 0 1 及び第 2 識別凹部 3 0 2 の凹部深さによりスイッチの ON/OFF が決定される。また、第 1 識別スイッチ 3 0 4 は、同図に示す信号線 3 0 6 を介して前記 CCU 1 7 に接続されている。

第 2 挿入穴 3 0 3 b 内には、一对の前記第 2 識別スイッチ 3 0 5 がエポキシ樹脂

脂からなるスイッチ支持体 305 a で固定されている。そのため、細い内視鏡挿入部 3 に装着された光学アダプタ 32 を挿入した場合に、第 1 識別凹部 301 及び第 2 識別凹部 302 が当接するようになっている。そして、これら第 2 識別スイッチ 304 も、当接する第 1 識別凹部 301 及び第 2 識別凹部 302 の凹部深さによりスイッチの ON/OFF が決定される。また、これら第 2 識別スイッチ 305 も、2 芯の通信線 306 を介して前記 CCU 17 に接続されている。

また、本実施形態では、図 39 に示すように、前記識別回路 51 として、前記送受信回路 52 の代わりにスイッチ検出回路 312 を採用している。このスイッチ検出回路 312 は、第 1 識別スイッチ 304 及び第 2 識別スイッチ 305 の ON/OFF 信号を CPU 18 に伝達する役目をなす。

これら第 1 識別スイッチ 304 及び第 2 識別スイッチ 305 は、それぞれ 2 つずつ設けられているので、ON/OFF 信号の組み合わせで 4 種類の状態を判別できる。しかし、実際には、そのうちの 1 つは光学アダプタ 32 が装着されていない状態であるので、これを差し引いて 3 種類の光学アダプタ 32 を識別することが可能となる。

したがって、このようにして求められる ON/OFF 信号の組み合わせは、装着された光学アダプタ 32 を識別するための識別番号の役目を果たすことができる。これにより、コントロールユニット 6 側に、ON/OFF 信号に対応する光学アダプタ 32 の種類及びその光学データを予め備えておく（前記外部記憶媒体に備えておく）ことで、前記キャリブレーション処理を行うのに必要な光学データを選定することが可能となる。この後に行われる前記キャリブレーション処理は、上記第 1 実施形態で説明した流れと略同様である。

以上説明の本実施形態の内視鏡装置 1 によれば、上記第 1 実施形態と同様の効果を得ることが可能となる。すなわち、光学アダプタ 32（ステレオ計測用光学アダプタ 2）の識別作業を、ユーザーの確認動作を要することなく自動化させることが可能となる。したがって、用いる光学アダプタ 32 の種類を確実に識別してユーザーの誤操作を防ぐことが可能となっている。

さらに、本実施形態の内視鏡装置 1 は、光学アダプタ 32 側に第 1 識別凹部 301 及び第 2 識別凹部 302 を形成するだけで良いので、容易かつ安価に採用す

ることも可能としている。

(第 1 3 実施形態)

次に、図 4 0 ～ 図 4 2 を参照しながら、本発明の第 1 3 実施形態の説明を以下  
5 に行う。図 4 0 は、本実施形態の内視鏡装置 1 の要部を示す図であって、前記内  
視鏡挿入部 3 の先端部 3 a、及びこれに装着されている光学アダプタ 3 2 を示す  
断面図である。また、図 4 1 は、光学アダプタ 3 2 が装着された内視鏡挿入部 3  
を識別部 2 0 0 に挿入した状態を示す断面図である。また、図 4 2 は、同内視鏡  
装置 1 に備えられている電気回路のブロック図である。

10 なお、以下の説明においては、上記第 8 実施形態との相違点を中心に説明を行  
うものとし、上記第 8 実施形態と同一構成要素については同一符号を付してその  
説明を省略する。

本実施形態は、上記第 8 実施形態に比較して、前記識別用 I C チップ 4 1 及び  
アンテナ 4 3 の組み合わせの代わりに磁石 3 1 1 及びホール素子 3 2 2 の組み合  
わせを用い、磁石 3 1 1 の強さや極性を求めることで光学アダプタ 3 2 の種類を  
15 識別するように構成した点が特に特徴的となっている。

すなわち、図 4 0 に示すように、本実施形態の光学アダプタ 3 2 には、非磁性  
体のエポキシ樹脂からなる支持体 3 1 2 で固定された磁石 3 1 1 が設けられてい  
る。

一方、本実施形態の識別部 2 0 0 は、図 4 1 に示すように、先端部 3 a に装着  
20 された光学アダプタ 3 2 が差し込まれる凹所 3 2 1 と、この凹所 3 2 1 内に備え  
られた前記ホール素子 3 2 2 とを備えて構成されている。

凹所 3 2 1 は、コントロールユニット 6 のパネル面に設けられた穴である。そ  
して、この凹所 3 2 1 内には、光学アダプタ 3 2 を挿入した際に磁石 3 1 1 と対  
応する位置に、前記ホール素子 3 2 2 が設けられている。このホール素子 3 2 2  
25 は、同図に示す接続ケーブル 3 2 3 を介して前記 C C U 1 7 に接続されている。

また、本実施形態では、図 4 2 に示すように、前記識別回路 5 1 として、前記  
送受信回路 5 2 の代わりに磁束検出回路 2 5 2 を採用している。この磁束検出回  
路 2 5 2 は、ホール素子 3 2 2 を駆動させ、そこで検出された磁束レベルを C P  
U 1 8 へ送る役目をなす。したがって、光学アダプタ 3 2 が取り付けられた接続

部 3 1 を凹所 3 2 1 内に挿入すると、磁石 3 1 1 が発する磁場により、ホール素子 3 2 2 が検出する磁束密度が変化する。このようにして求められる磁束密度（磁石 3 1 1 の強さや極性）は、装着された光学アダプタ 3 2 を識別するための識別番号の役目を果たすことができる。したがって、コントロールユニット 6 側に  
5 、磁束密度に対応する光学アダプタ 3 2 の種類及びその光学データを予め備えておく（前記外部記憶媒体に備えておく）ことで、前記キャリブレーション処理を行うのに必要な光学データを選定することが可能となる。この後に行われる前記キャリブレーション処理は、上記第 1 実施形態で説明した流れと略同様である。

以上説明の本実施形態の内視鏡装置 1 によれば、上記第 8 実施形態と同様の効果を得ることが可能となる。すなわち、光学アダプタ 3 2（ステレオ計測用光学アダプタ 2）の識別作業を、ユーザーの確認動作を要することなく自動化させることが可能となる。したがって、用いる光学アダプタ 3 2 の種類を確実に識別してユーザーの誤操作を防ぐことが可能となっている。

さらに、本実施形態の内視鏡装置 1 は、電気接点を用いる必要がないので、容易に組み立てることが可能である。また、非接触で情報を取得できることから、  
15 接触式に比較して高い耐久性を確保することも可能としている。

#### （第 1 4 実施形態）

次に、図 4 3～図 4 5 を参照しながら、本発明の第 1 4 実施形態の説明を以下に行う。図 4 3 は、本実施形態の内視鏡装置 1 の要部を示す図であって、前記内  
20 視鏡挿入部 3 の先端部 3 a、及びこれに装着されている光学アダプタ 3 2 を示す断面図である。また、図 4 4 は、光学アダプタ 3 2 が装着された内視鏡挿入部 3 を識別部 2 0 0 に挿入した状態を示す断面図である。また、図 4 5 は、同内視鏡装置 1 に備えられている電気回路のブロック図である。

なお、以下の説明においては、上記第 8 実施形態との相違点を中心に説明を行うものとし、上記第 8 実施形態と同一構成要素については同一符号を付してその説明を省略する。  
25

本実施形態は、上記第 8 実施形態に比較して、前記識別用 I C チップ 4 1 及びアンテナ 4 3 の組み合わせの代わりに、文字／画像情報表示部 3 4 1 及び受像素子 3 6 2 の組み合わせを用い、文字／画像情報に基づいて光学アダプタ 3 2 の種



類を識別するように構成した点が特に特徴的となっている。

すなわち、図 4 3 に示すように、本実施形態の光学アダプタ 3 2 の側面 3 4 2 には、細長い棒状または平面状の部材の側面に文字／画像情報を書いた文字／画像情報表示部 3 4 1 が固定されている。

- 5      一方、本実施形態の識別部 2 0 0 は、図 4 4 に示すように、先端部 3 a に装着された光学アダプタ 3 2 が差し込まれる凹所 3 5 1 と、この凹所 3 5 1 内に備えられた前記受像素子 3 6 2 とを備えて構成されている。

凹所 3 5 1 は、コントロールユニット 6 のパネル面に設けられた穴である。そして、この凹所 3 5 1 内には、光学アダプタ 3 2 を挿入した際に文字／画像表示部 3 4 1 と対応する位置に、前記受像素子 3 6 2 が設けられている。この受像素子 3 6 2 は、同図に示す信号線 3 6 3 を介して前記 C C U 1 7 に接続されている。  
10

また、本実施形態では、図 4 5 に示すように、前記識別回路 5 1 として、前記送受信回路 5 2 の代わりに読み取り制御回路 3 7 2 を採用している。この読み取り制御回路 3 7 2 は、受像素子 3 6 2 と通信し、そこで検出した文字／画像情報を C P U 1 8 へ送る役目をなす。したがって、光学アダプタ 3 2 が取り付けられた接続部 3 1 を凹所 3 5 1 内に挿入すると、文字／画像情報表示部 3 4 1 が受像素子 3 6 2 に対向するので、受像素子 3 6 2 が文字／画像情報を読み込んでデジタル信号に変換する。そして、このデジタル信号は信号線 3 6 3 を経由して C P U 1 8 に送信される。  
15  
20

このようにして求められる文字／画像情報は、装着された光学アダプタ 3 2 を識別するための識別番号の役目を果たすことができる。したがって、コントロールユニット 6 側に、文字／画像情報に対応する光学アダプタ 3 2 の種類及びその光学データを予め備えておく（前記外部記憶媒体に備えておく）ことで、前記キャリブレーション処理を行うのに必要な光学データを選定することが可能となる。  
25      この後に行われる前記キャリブレーション処理は、上記第 1 実施形態で説明した流れと略同様である。

以上説明の本実施形態の内視鏡装置 1 によれば、上記第 8 実施形態と同様の効果を得ることが可能となる。すなわち、光学アダプタ 3 2 （ステレオ計測用光学

アダプタ 2) の識別作業を、ユーザーの確認動作を要することなく自動化させることが可能となる。したがって、用いる光学アダプタ 3 2 の種類を確実に識別してユーザーの誤操作を防ぐことが可能となっている。

さらに、本実施形態の内視鏡装置 1 は、電気接点を用いる必要がないので、容易に組み立てることが可能である。また、非接触で情報を取得できることから、5 接触式に比較して高い耐久性を確保することも可能としている。

なお、上記第 1 実施形態から第 1 4 実施形態の内視鏡においては、内視鏡挿入部 3 の先端の撮像素子として CCD 3 6 を用いたが、これに限定されるものではなく、C-MOS イメージセンサーを用いるものとしても良い。さらには、光ファイバーを束ねたもので受光部を構成しても良い。10

また、光学アダプタ 3 2 の ID (識別番号) のみを光学アダプタ 3 2 から読み込むとともに、この ID に対応する光学データをコントロールユニット 6 に取り込むに際し、この光学データの読み込みを、上記各実施形態では前記外部記憶媒体から読み込むものとした。しかしながら、この外部記憶媒体に限らず、コントロールユニット 6 内にハードディスクドライブを備え、これに予め光学データを15 備えておくものとしても良い。さらには、インターネットなどの通信回線を介してコントロールユニット 6 内に光学データを取り込むようにしても良い。

## 特許請求の範囲

1. 先端に受光部を有する内視鏡挿入部の該先端に対して着脱可能に取り付けられる光学アダプタであって、

- 5     前記受光部に画像を結像させる光学系と、  
       自らを識別するための情報または光学特性情報の少なくとも一方の情報を含む情報素子と、  
       を備えている。

- 10    2. 請求項 1 に記載の光学アダプタであって、  
       前記情報素子が識別用 I C チップである。

3. 内視鏡装置であって、  
       先端に受光部を有する内視鏡挿入部と、

- 15    前記内視鏡挿入部の先端に着脱可能に取り付けられ、前記受光部に対して画像を結像させる光学系と自らを識別するための情報または光学特性情報の少なくとも一方の情報を含む情報素子とを備えた光学アダプタと、  
       前記内視鏡挿入部の先端に設けられ、前記情報を取得する読み込み部と、  
       を備えている。

20

4. 請求項 3 に記載の内視鏡装置であって、  
       前記光学アダプタから前記読み込み部への前記情報の読み込みが、無線通信を介して行われる。

- 25    5. 請求項 4 に記載の内視鏡装置であって、  
       前記光学アダプタが識別用 I C チップを備え、  
       前記読み込み部がアンテナを備え、  
       前記情報の読み込みが、前記識別用 I C チップと前記アンテナとの間の前記無線通信を介して行われる。

6. 請求項 3 に記載の内視鏡装置であって、

前記光学アダプタが接続端子を備え、

前記読み込み部が接続端子を備え、

- 5 前記光学アダプタから前記読み込み部への前記情報の読み込みが、前記光学アダプタの接続端子と前記読み込み部の接続端子との接続を介して行われる。

7. 請求項 6 に記載の内視鏡装置であって、

前記光学アダプタが識別用 IC チップを備え、

- 10 前記情報の読み込みが、前記識別用 IC チップの接続端子と前記読み込み部の接続端子との前記接続を介して行われる。

8. 請求項 3 に記載の内視鏡装置であって、

前記光学アダプタがコイルを備え、

- 15 前記読み込み部がコイルを備え、

前記光学アダプタから前記読み込み部への前記情報の読み込みが、前記光学アダプタのコイルと前記読み込み部のコイルとの共振周波数を読み取ることで行われる。

- 20 9. 請求項 3 に記載の内視鏡装置であって、

前記光学アダプタが抵抗体を備え、

前記光学アダプタから前記読み込み部への前記情報の読み込みが、前記抵抗体の電気抵抗値を読み取ることで行われる。

- 25 10. 請求項 3 に記載の内視鏡装置であって、

前記光学アダプタから前記読み込み部への前記情報の読み込みが、前記光学アダプタに形成された凹凸形状を読み取ることで行われる。

11. 請求項 3 に記載の内視鏡装置であって、

前記光学アダプタが磁性体を備え、

前記光学アダプタから前記読み込み部への前記情報の読み込みが、前記磁性体の磁束レベルを読み取ることで行われる。

- 5    1 2. 請求項 3 に記載の内視鏡装置であって、  
       前記光学アダプタが情報表示部を備え、  
       前記光学アダプタから前記読み込み部への前記情報の読み込みが、前記情報表示部の情報を読み取ることで行われる。
  
- 10   1 3. 内視鏡装置であって、  
       本体と、  
       該本体に接続されるとともに先端に受光部を有する内視鏡挿入部と、  
       前記内視鏡挿入部の先端に着脱可能に取り付けられ、前記受光部に対して画像を結像させる光学系と自らを識別するための情報または光学特性情報の少なくとも一方の情報を含む情報素子とを備えた光学アダプタと、  
       前記本体に設けられ、前記光学アダプタから前記情報を取得する読み込み部と、  
       、  
       を備えている。
  
- 20   1 4. 請求項 1 3 に記載の内視鏡装置であって、  
       前記光学アダプタから前記読み込み部への前記情報の読み込みが、無線通信を介して行われる。
  
- 25   1 5. 請求項 1 4 に記載の内視鏡装置において、  
       前記光学アダプタが識別用 I C チップを備え、  
       前記読み込み部がアンテナを備え、  
       前記情報の読み込みが、前記識別用 I C チップと前記アンテナとの間の前記無線通信を介して行われる。

- 1 6. 請求項 1 3 に記載の内視鏡装置であって、  
前記光学アダプタが接続端子を備え、  
前記読み込み部が接続端子を備え、  
前記光学アダプタから前記読み込み部への前記情報の読み込みが、前記光学ア  
5 ダプタの接続端子と前記読み込み部の接続端子との接続を介して行われる。
- 1 7. 請求項 1 6 に記載の内視鏡装置であって、  
前記光学アダプタが識別用 I C チップを備え、  
前記情報の読み込みが、前記識別用 I C チップの接続端子と前記読み込み部の  
10 接続端子との前記接続を介して行われる。
- 1 8. 請求項 1 3 に記載の内視鏡装置であって、  
前記光学アダプタがコイルを備え、  
前記読み込み部がコイルを備え、  
15 前記光学アダプタから前記読み込み部への前記情報の読み込みが、前記光学ア  
ダプタのコイルと前記読み込み部のコイルとの共振周波数を読み取ることで行わ  
れる。
- 1 9. 請求項 1 3 に記載の内視鏡装置であって、  
20 前記光学アダプタが抵抗体を備え、  
前記光学アダプタから前記読み込み部への前記情報の読み込みが、前記抵抗体  
の電気抵抗値を読み取ることで行われる。
- 2 0. 請求項 1 3 に記載の内視鏡装置であって、  
25 前記光学アダプタから前記読み込み部への前記情報の読み込みが、前記光学ア  
ダプタに形成された凹凸形状を読み取ることで行われる。
- 2 1. 請求項 1 3 に記載の内視鏡装置であって、  
前記光学アダプタが磁性体を備え、

前記光学アダプタから前記読み込み部への前記情報の読み込みが、前記磁性体の磁束レベルを読み取ることで行われる。

2 2. 請求項 1 3 に記載の内視鏡装置であって、

5 前記光学アダプタが情報表示部を備え、

前記光学アダプタから前記読み込み部への前記情報の読み込みが、前記情報表示部の情報を読み取ることで行われる。

## 要 約 書

- この光学アダプタ及び内視鏡装置は、用いる光学アダプタを確実に識別してユーザーの誤操作を防ぐことができる手段を提供する。光学アダプタに、この光学
- 5 アダプタの識別情報及び光学特性情報を記録した識別用 I Cチップを一体に備え  
るとともに、内視鏡挿入部の先端に、識別用 I Cチップから前記識別情報及び光  
学特性情報を取得するアンテナを備える構成を採用する。